

DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA CORROSIÓN DE LOS
BIOMATERIALES Ti6Al4V Y 316L MEDIANTE LA TÉCNICA RESISTENCIA A LA
POLARIZACIÓN LINEAL



Universidad
Tecnológica
de Pereira

EVELIN BEDOYA OSPINA

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
PEREIRA

2018

DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA CORROSIÓN DE LOS
BIOMATERIALES Ti6Al4V Y 316L MEDIANTE LA TÉCNICA RESISTENCIA A LA
POLARIZACIÓN LINEAL

EVELIN BEDOYA OSPINA

Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de
INGENIERA MECÁNICA

Director:
Ph.D. JOSE LUIS TRISTANCHO REYES

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
PEREIRA

2018

DETERMINACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA CORROSIÓN DE LOS
BIOMATERIALES Ti6Al4V Y 316L MEDIANTE LA TÉCNICA RESISTENCIA A LA
POLARIZACIÓN LINEAL

Nota de aceptación:

Jose Luis Tristancho Reyes, Ph.D.

Director del proyecto

Pereira, Febrero de 2018

DEDICATORIA

Con mucho cariño para las tres personas más importantes de mi vida, *Valentina, Jhon Carlos y Nancy* ustedes han sido el impulso que siempre he necesitado para salir adelante.

Papi y mami, me siento orgullosa y afortunada de ser la hija de personas tan excepcionales; sé que jamás existirá una forma de agradecerles una vida de lucha, sacrificio y esfuerzo constante, sólo quiero que sepan este logro es para ustedes y mi camino al éxito se lo debo a ustedes.

¡Gracias Padres!

AGRADECIMIENTOS

Me gustaría que estas líneas sirvieran para expresar mi más profundo y sincero agradecimiento a todas aquellas personas que con su ayuda han colaborado en la realización del presente trabajo, en especial al profesor Jose Luis Tristancho Reyes director de esta investigación, por la orientación, el seguimiento y la supervisión continua de la misma, pero sobre todo por su gran apoyo recibido a lo largo de estos años y la motivación para la culminación de mi carrera profesional.

A mi familia, especialmente a Nino, mis abuelas Isabel y Nelly, y mi tía Andrea Ospina por brindarme su apoyo y creer en mí para alcanzar este logro.

Son muchas las personas que han formado parte de mi vida profesional a las que me encantaría agradecerles su amistad, consejos, apoyo, ánimo y compañía en los momentos más difíciles de mi vida. Algunas están aquí conmigo y otras en mis recuerdos y en mi corazón, sin importar en donde estén quiero darles las gracias por formar parte de mí, por todo lo que me han brindado.

Finalmente, quiero agradecerles a todos los docentes, compañeros y amigos que marcaron cada etapa de mi camino universitario, quienes sin esperar nada a cambio compartieron su conocimiento y me han regalado un poco o mucho de sus experiencias.

A todos, Muchas Gracias.

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	10
1. CONCEPTOS TEÓRICOS	11
1.1.OBJETIVOS	11
1.1.1. Objetivo General.	11
1.1.2. Objetivos Específicos.	11
1.2.MARCO TEÓRICO	12
2. METODOLOGÍA EXPERIMENTAL.....	17
2.1.OBTENCIÓN DE LAS MUESTRAS	17
2.2.CARACTERIZACIÓN DEL MATERIAL EN SU CONDICIÓN DE ENTREGA.....	17
2.3.ENSAYO ELECTROQUÍMICO	18
2.3.1. Solución de trabajo.....	18
2.3.2. Electrodo de trabajo.	19
2.3.3. Electrodo de referencia.	20
2.3.4. Contraelectrodo.....	20
2.3.5. Equipo de trabajo.....	20
2.3.6. Celda de trabajo.....	21
2.3.7. Ensayos electroquímicos.....	22
2.4.1. Verificación de los datos obtenidos.....	28
3. ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	30
3.1.ANÁLISIS QUÍMICO	30
3.2.ENSAYOS ELECTROQUÍMICOS	30
3.2.1. Curvas de extrapolación de Tafel.	31
3.2.2. Datos obtenidos experimentalmente.....	34
4. CONCLUSIONES	39
5. RECOMENDACIONES	40
6. BIBLIOGRAFÍA.....	41

LISTA DE TABLAS

TABLA 1. PROPIEDADES DEL ACERO INOXIDABLE TIPO 316L.....	13
TABLA 2. PROPIEDADES DE LA ALEACIÓN DE TITANIO Ti6Al4V	14
TABLA 3. PARÁMETROS GENERALES	23
TABLA 4. NOMENCLATURA DE LAS MUESTRAS	24
TABLA 5. UNIDADES DE LOS PARÁMETROS.....	29
TABLA 6. ANÁLISIS QUÍMICO DE LA ALEACIÓN Ti6Al4V	30
TABLA 7. ANÁLISIS QUÍMICO DEL ACERO INOXIDABLE 316L.....	30
TABLA 8. RESULTADOS APLICANDO EL MÉTODO DE RESISTENCIA A LA POLARIZACIÓN LINEAL PARA EL ACERO INOXIDABLE 316L.....	35
TABLA 9. RESULTADOS APLICANDO EL MÉTODO RESISTENCIA A LA POLARIZACIÓN LINEAL PARA LA ALEACIÓN DE TITANIO Ti6Al4V.	36
TABLA 10. % ERROR DE LA VELOCIDAD DE CORROSIÓN Y LA DENSIDAD DE CORRIENTE.	37

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. DISCIPLINAS QUE PARTICIPAN EN LA CIENCIA E INGENIERÍA DE LOS BIOMATERIALES	12
FIGURA 2. ESPECÍMENES PARA ENSAYAR	17
FIGURA 3. CORTADORA METALOGRAFICA MAXICUT	17
FIGURA 4. LACTATO DE RINGER	18
FIGURA 5. SOLUCIÓN FISIOLÓGICA SIMULADA (SBF).....	18
FIGURA 6. ELECTRODOS DE TRABAJO	19
FIGURA 7. ELECTRODO DE REFERENCIA	20
FIGURA 8. CONTRAELECTRODO.....	20
FIGURA 9. EQUIPO DE TRABAJO.....	21
FIGURA 10. CELDA DE TRABAJO	22
FIGURA 11. MONTAJE EXPERIMENTAL	22
FIGURA 12. DATOS SUMINISTRADOS AL SOFTWARE PG 01X18E1CE6	23
FIGURA 13. CURVA RPL PARA VELOCIDAD DE ESCaneo DE 10MV/s.	25
FIGURA 14. CURVA RPL PARA VELOCIDAD DE ESCaneo DE 1MV/s.	25
FIGURA 15. CURVA TAFEL PARA VELOCIDAD DE ESCaneo DE 10MV/s.....	26
FIGURA 16. CURVA TAFEL PARA VELOCIDAD DE ESCaneo DE 1MV/s.....	26
FIGURA 17. PENDIENTES DE TAFEL PROPORCIONADAS POR EL SOFTWARE	27
FIGURA 18. V _{CORR} , I _{CORR} Y R _P PROPORCIONADAS POR EL SOFTWARE	28
FIGURA 19. CURVAS DE EXTRAPOLACIÓN DE TAFEL PARA LA PRIMERA MUESTRA.....	31
FIGURA 20. CURVAS DE EXTRAPOLACIÓN DE TAFEL PARA LA SEGUNDA MUESTRA.....	32
FIGURA 21. CURVAS DE POLARIZACIÓN PARA LA PRIMERA MUESTRA.....	32
FIGURA 22. CURVAS DE POLARIZACIÓN PARA LA SEGUNDA MUESTRA.	32
FIGURA 23. CURVAS DE EXTRAPOLACIÓN DE TAFEL PARA LA TERCERA MUESTRA.	33
FIGURA 24. CURVAS DE EXTRAPOLACIÓN DE TAFEL PARA LA CUARTA MUESTRA.	33
FIGURA 25. CURVAS DE POLARIZACIÓN PARA LA TERCERA MUESTRA.....	34
FIGURA 26. CURVAS DE POLARIZACIÓN PARA LA CUARTA MUESTRA.....	34
FIGURA 27. COMPORTAMIENTO DE LA RESISTENCIA A LA POLARIZACIÓN Y LA VELOCIDAD DE CORROSIÓN PARA LA PRIMERA MUESTRA	35
FIGURA 28. COMPORTAMIENTO DE LA RESISTENCIA A LA POLARIZACIÓN Y LA VELOCIDAD DE CORROSIÓN PARA LA SEGUNDA MUESTRA.....	35
FIGURA 29. COMPORTAMIENTO DE LA RESISTENCIA A LA POLARIZACIÓN Y LA VELOCIDAD DE CORROSIÓN PARA LA TERCERA MUESTRA.	36
FIGURA 30. COMPORTAMIENTO DE LA RESISTENCIA A LA POLARIZACIÓN Y LA VELOCIDAD DE CORROSIÓN PARA LA CUARTA MUESTRA.	36
FIGURA 31. COMPARACIÓN DE VELOCIDADES DE CORROSIÓN A DIFERENTES PERIODOS DE EXPOSICIÓN PARA LAS MUESTRAS DE TRABAJO.	38
FIGURA 32. COMPARACIÓN DE RESISTENCIA A LA CORROSIÓN A DIFERENTES PERIODOS DE EXPOSICIÓN PARA LAS MUESTRAS DE TRABAJO.	38

RESUMEN

El uso de materiales metálicos para reemplazar una parte o alguna función de nuestro organismo hacen que las propiedades requeridas sean muy restrictivas. Por esta razón, se requieren materiales biocompatibles; es decir, materiales que produzcan un grado mínimo de rechazo en el cuerpo humano, debido a que los fluidos corporales son altamente corrosivos, de manera que, las aleaciones metálicas deben ser resistentes a la corrosión.

En el presente trabajo de investigación, se analizaron dos biomateriales una aleación Ti6Al4V y el acero inoxidable 316L; se evaluó la resistencia, comportamiento y velocidad de corrosión a través de la resistencia a la polarización lineal y de curvas de polarización potenciodinámicas, obtenidas de muestras expuestas en una solución que simula el plasma sanguíneo como el lactato de Ringer (suero fisiológico) y la solución fisiológica simulada (SBF) durante 0, 168 y 336 horas de inmersión.

Palabras clave: Corrosión electroquímica, biomateriales, acero inoxidable 316L, aleación de titanio Ti6Al4V, resistencia a la polarización, velocidad de corrosión.

INTRODUCCIÓN

El efecto de los productos de corrosión es causa de preocupación en las aplicaciones de los materiales metálicos como biomateriales para actuar en sistemas biológicos con el objeto de reemplazar y/o restaurar tejidos para proporcionar una mejor calidad de vida en los seres humanos, por ello, ser biocompatible es una característica o propiedad muy importante para los biomateriales seguido de resistencia a la corrosión.

Los primeros materiales usados para el reemplazo de partes dañadas, enfermas o faltantes, para asistir cicatrizaciones o curaciones y mejorar funciones o ser usados en correcciones estéticas fueron los aceros inoxidable, pero con el paso de los años las aleaciones de titanio se convirtieron en las más utilizadas en implantes o prótesis porque la capa de pasivación que se forma en su superficie lo protege del ataque electroquímico.

Por tal razón, la presente investigación va encaminada a valorar el comportamiento del acero inoxidable tipo 316L y la aleación de titanio Ti6Al4V al ser expuestos en diferentes soluciones como el Lactato de Ringer y una solución fisiológica simulada (SBF) mediante la técnica electroquímica resistencia a la polarización lineal, permitiendo calcular la velocidad de corrosión.

1. CONCEPTOS TEÓRICOS

1.1. OBJETIVOS

1.1.1. Objetivo General.

Determinar, mediante el uso de la técnica resistencia a la polarización lineal el comportamiento de la aleación Ti6Al4V y el acero inoxidable tipo 316L al ser expuestos en un ambiente corrosivo como el Lactato de Ringer y una solución fisiológica simulada; con el propósito de identificar los fenómenos corrosivos generados en la superficie metálica de estos dos biomateriales y lograr así establecer el tiempo de vida útil de un componente diseñado con estos materiales.

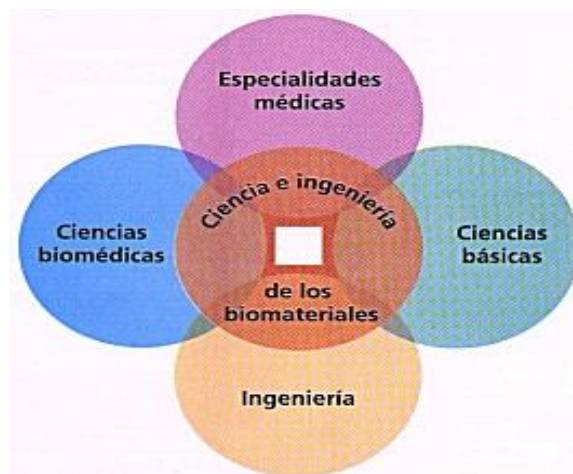
1.1.2. Objetivos Específicos.

- Estudiar el comportamiento electroquímico de los biomateriales: acero inoxidable del tipo 316L y Ti6Al4V al exponerse en Lactato de Ringer (suero fisiológico), mediante la técnica resistencia a la polarización lineal (RPL).
- Determinar el comportamiento ante el ataque corrosivo en una solución fisiológica simulada (SBF), compuesta de $\text{NaCl-KCl-CaCl}_2\text{-MgCl}_2\cdot 6\text{H}_2\text{O-K}_2\text{HPO}_4\text{-NaHCO}_3\text{-}((\text{CH}_2\text{OH})_3\text{CNH}_2)$ de las aleaciones Ti6Al4V y acero inoxidable 316L, con el método de resistencia a la polarización lineal (RPL).
- Caracterizar el tipo de corrosión presentada por la aleación Ti6Al4V y el acero inoxidable tipo 316L al ser expuestos en mezclas corrosivas de Lactato de Ringer y solución fisiológica simulada.
- Realizar el análisis estadístico comparativo de la velocidad de corrosión calculada a partir de la resistencia a la polarización lineal de la aleación Ti6Al4V y el acero inoxidable 316L.

1.2. MARCO TEÓRICO

1.2.1. La ingeniería de los materiales. Las investigaciones propias de la ciencia y la ingeniería de biomateriales constituyen un ejemplo de actividades interdisciplinarias cuyos contenidos no pueden ser encuadrados dentro de los límites curriculares de los estudios universitarios tradicionales. Téngase en cuenta que la ciencia de los biomateriales estudia los parámetros que definen las interacciones entre un biomaterial con un sistema biológico; mientras que la ingeniería de biomateriales incluye la investigación y desarrollo de materiales con control de calidad, tanto en lo que se refiere a su estructura como a su superficie realizado a escala de nanómetros (nanotecnologías). Esta naturaleza multidisciplinaria hace que la ciencia e ingeniería de los biomateriales comparta áreas temáticas pertenecientes a variados sectores del conocimiento. Las áreas compartidas se agrupan en cuatro grandes campos: las ciencias básicas, las especialidades médicas, las ciencias biomédicas y la ingeniería. Entre las ciencias básicas involucradas se destacan la biología celular y molecular, la ciencia de los materiales y la ciencia de las superficies. Prácticamente todas las especialidades de la medicina hacen uso de los biomateriales. Dentro de las ciencias biomédicas se deben destacar: la cirugía, la fisiología y la anatomía. En el campo de la ingeniería sobresalen las ingenierías de materiales, la ingeniería mecánica y la ingeniería química [1].

Figura 1. Disciplinas que participan en la ciencia e ingeniería de los biomateriales



Fuente: [1]

1.2.2. Materiales metálicos. Se buscan nuevas técnicas de procesamiento para maximizar las propiedades mecánicas de las aleaciones actuales y lograr que sus superficies tengan texturas adecuadas para inducir la respuesta biológica deseada. Por ejemplo, está en estudio el desarrollo de microelectrodos para dispositivos neurológicos que resistan la corrosión y en particular, el fenómeno de tensión-corrosión (stress corrosion cracking) inducida por el medio biológico. También se está prestando atención a las propiedades súper elásticas de aleaciones de níquel y titanio, y al fenómeno de memoria de forma para "stents".

El término súper elásticos describe la capacidad de algunas aleaciones metálicas de sufrir grandes deformaciones y retornar a la forma original una vez que la fuerza que genera la deformación desaparece. Por ejemplo, un acero inoxidable común sufre deformaciones elásticas de un 0,5%, mientras que las aleaciones utilizadas en los stents, alcanzan deformaciones de hasta un 11% [3].

1.2.3. Acero Inoxidable. Es una aleación de hierro con un mínimo de 10% de cromo contenido en masa. El acero inoxidable es un acero de elevada pureza y resistente a la corrosión, dado que el cromo, u otros metales que contiene, posee gran afinidad por el oxígeno y reacciona con él formando una capa pasivadora, evitando así la corrosión del hierro (los metales puramente inoxidables, que no reaccionan con oxígenos son oro y platino, y de menor pureza se llaman resistentes a la corrosión, como los que contienen fósforo) [4].

Tabla 1. Propiedades del acero inoxidable tipo 316L

Tipo	Condición	Tensión de rotura [MPa]	Límite elástico [MPa]	Elongación (%)
316L	Recocido	505	195	40
	Terminado en frío	605	295	34
	Trabajado en frío	860	690	12

1.2.4. Aleación de titanio. El titanio y sus aleaciones son de interés particular para las aplicaciones biomédicas debido a su excepcional biocompatibilidad y resistencia a la

corrosión. Su resistencia a la corrosión, provista por una capa pasiva adherente de óxido de titanio (TiO_2), que excede significativamente las del acero inoxidable y de las aleaciones de cobalto.

La corrosión uniforme en soluciones salinas es extremadamente limitada y la resistencia a la corrosión al picado, la intergranular y la de rendija son excelentes. Además, las superficies de óxido de titanio y sus aleaciones, son bien toleradas en contacto con el hueso, volviéndose óseo integradas con poca evidencia de la formación de una capa fibrosa entre el hueso y el implante [5].

Tabla 2. Propiedades de la aleación de titanio Ti6Al4V

Aleación	Tensión de ruptura [MPa]	Límite elástico [MPa]	Elongación (%)
Ti - 6Al - 4V	860	795	10

1.2.5. Técnicas Electroquímicas. Cuando se introduce una señal eléctrica en un sistema que se estudia y se obtiene información analizando la respuesta eléctrica que genera a dicha señal.

1.2.5.1. Extrapolación de Tafel. En las curvas de polarización se aplica un barrido de potencial de menos a más 250 mV, con respecto al potencial de corrosión y se tienen en cuenta los datos derivados de la polarización anódica y catódica. El barrido de potencial se grafica en función del logaritmo de la densidad de corriente obtenida (E vs. $\text{Log } i$), en las curvas de polarización a altos valores de corriente se obtienen segmentos lineales, conocidos como regiones de tafel donde la corriente aplicada es igual a la diferencia de las corrientes de reducción y oxidación del proceso; aquí se determinan las pendientes anódica y catódica y la extrapolación de estos segmentos al potencial de corrosión permite hallar el valor de la densidad de corriente de corrosión (i_{CORR}). Las regiones de tafel son identificadas cerca de ± 50 mv del potencial de corrosión.

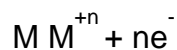
1.2.5.2. Resistencia a la polarización Lineal. Es un método más exacto para determinar la corriente de corrosión (i_{CORR}) y se define como la tangente de la curva de polarización (E vs. i) en el potencial de corrosión, basándose en que las curvas de polarización son prácticamente rectas en un pequeño entorno del potencial de corrosión (E_{CORR}).

Este método presenta la ventaja de requerir solo la aplicación de pequeñas polarizaciones, que en la mayoría de los casos no alteran la superficie del electrodo de trabajo o material de prueba. Consiste en la aplicación, mediante un potenciostato, de un potencial de ± 20 mV, alrededor del potencial de reposo y obtener una respuesta de corriente lineal con el voltaje [6].

1.2.6. Corrosión. La corrosión es un proceso químico o electroquímico, en el cual el metal transfiere electrones al medio donde se encuentra y este pasa de una valencia cero a un valor positivo z. El medio puede ser un líquido, gas o un híbrido de sólido-acuoso. Estos medios serán llamados electrolitos cuando ellos tengan su propia transferencia de electrones.

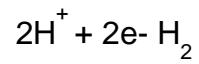
Un electrolito es análogo a una solución conductora, la cual contiene iones positivos y negativos llamados, cationes y aniones respectivamente. Por ejemplo, el agua pura contiene iones H^+ cargados positivamente y iones OH^- cargados negativamente en cantidades iguales, por tanto, el electrolito puede ser agua pura, agua de mar, sangre, plasma, etc. Para completar el circuito se requiere de dos electrodos, un ánodo y un cátodo, los cuales deben estar conectados. Los electrodos pueden ser dos diferentes clases de metales o distintas áreas sobre la misma pieza del metal. Para que fluya la electricidad debe haber un diferencial de potencial entre los electrodos. El proceso de corrosión conlleva a las siguientes reacciones:

- Reacción_anódica:

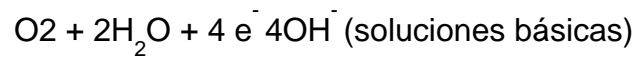
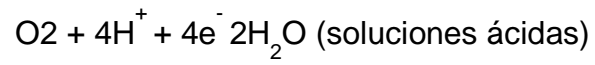


- Posibles reacciones catódicas:

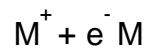
- ✓ Evolución de hidrógeno:



- ✓ Reducción de oxígeno:



- ✓ Reducción de ion metálico:



2. METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

En este capítulo se describe el procedimiento utilizado, para la obtención de las muestras y la realización de los ensayos electroquímicos.

2.1. OBTENCIÓN DE LAS MUESTRAS

Los materiales estudiados se recibieron en forma de barra cilíndrica, los cuales corresponden a un acero inoxidable del tipo 316L con un diámetro de 15mm y a una aleación Ti6Al4V de 13mm de diámetro. A cada biomaterial, se le realizaron cortes transversales obteniendo discos de aproximadamente 4mm de altura tal como se puede evidenciar en la figura 2. Estas secciones se obtuvieron por medio de una máquina cortadora metalográfica de disco abrasivo marca MAXICUT (Figura 3). Este procedimiento se realizó teniendo en cuenta los requerimientos de la Norma ASTM E3 – 11. “Standard Guide for Preparation of Metallographic Specimens”.

Figura 2. Especímenes para ensayar



Fuente: Autor

Figura 3. Cortadora metalográfica MAXICUT



Fuente: Autor

2.2. CARACTERIZACIÓN DEL MATERIAL EN SU CONDICIÓN DE ENTREGA

Con la finalidad de corroborar la composición química de los biomateriales en estudio, se determinó el porcentaje en peso de los elementos que componen el acero inoxidable 316L y la aleación de titanio Ti6Al4V, mediante la técnica de absorción atómica.

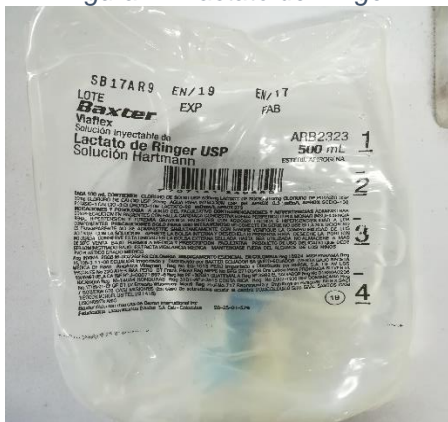
2.3. ENSAYO ELECTROQUÍMICO

2.3.1. Solución de trabajo.

Para los ensayos electroquímicos se utilizaron los siguientes dos agentes corrosivos:

- **Lactato de Ringer (Suero fisiológico):** Es una solución isotónica de electrolitos con una composición cualitativa y cuantitativa muy similar a la composición electrolítica del líquido extracelular. Se trata de una solución fisiológica modificada en la que parte de los iones sodio son sustituidos por iones calcio y potasio, y parte de los iones cloruro por lactato. Este electrolito tiene un pH de 7.
- **Fluido corporal simulado (SBF):** Es una solución con la siguiente composición química: NaCl (8.053 g.l-1), KCl (0.224 g.l-1), CaCl₂ (0.278 g.l-1), MgCl₂.6H₂O (0.305 g.l-1), K₂HPO₄ (0.174 g.l-1), NaHCO₃ (0.353 g.l-1), (CH₂OH)₃ CNH₂ (6.057 g.l-1). El pH fue ajustado a 7.25 con HCl concentrado, para lograr simular el pH del plasma sanguíneo en el cuerpo humano. La preparación del electrolito se realizó con la ayuda del docente Germán Antonio Múnera Vélez de la Universidad Tecnológica de Pereira del programan de Química Industrial.

Figura 4. Lactato de Ringer



Fuente: Autor

Figura 5. Solución Fisiológica Simulada (SBF)



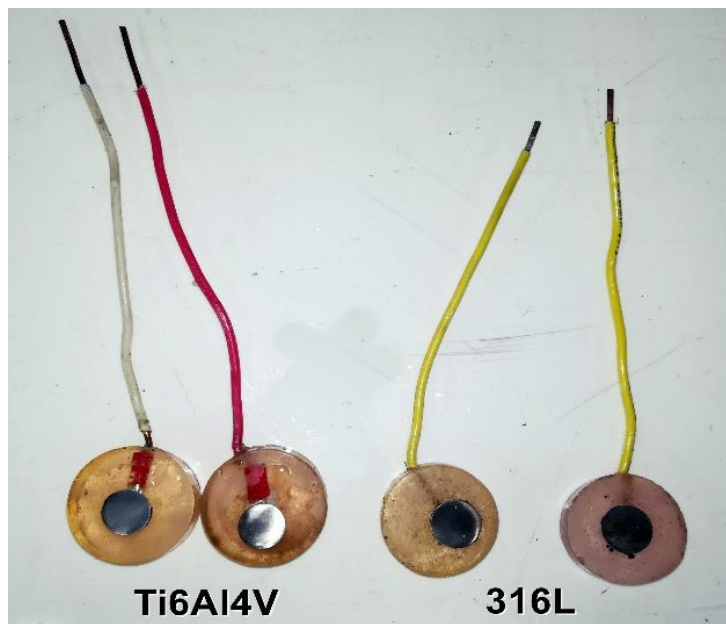
Fuente: Autor

2.3.2. Electrodo de trabajo.

Se utilizaron como electrodos de trabajo dos discos de la aleación Ti6Al4V y dos discos del acero inoxidable del tipo 316L. La elaboración de estos electrodos de trabajo consistió básicamente en formar una unión eléctrica de la muestra con un hilo conductor, para poder cerrar el circuito eléctrico con el equipo de medida. Para ello, se siguieron los siguientes pasos descritos a continuación:

- Primero, se obtuvieron las secciones de cada biomaterial.
- Luego, se estableció el contacto para cada disco con un cable de cobre; seguidamente se verificó la conductividad eléctrica de la muestra.
- Segundo, se procedió a embutir cada electrodo en resina.
- Por último, se realizó desbaste a las superficies de las muestras con lijas 80,100, 220 y 400 y pulido con las lijas 600,1000 y 1200. En la figura 6, se pueden observar los electrodos de trabajo.

Figura 6. Electrodos de trabajo



Fuente: Autor

2.3.3. Electrodo de referencia.

El electrodo de referencia usado fue el alambre de plata en solución de cloruro de plata (Ag/AgCl) véase figura 7.

Figura 7. Electrodo de referencia



Fuente: Autor

2.3.4. Contraelectrodo.

Se utilizó una barra de grafito de 2mm de diámetro (Figura 8).

Figura 8. Contraelectrodo



Fuente: Autor

2.3.5. Equipo de trabajo.

Módulo Potenciostático PG - TEKCORR 4.2 USB, el cual consta de una caja en aluminio, en donde vienen alojados los circuitos encargados de manejar la potencia eléctrica que llega a la celda electroquímica, posee los rectificadores, filtros y amplificadores con el fin de garantizar la energía suficiente para la realización de las pruebas electroquímicas. Este sistema potenciostático es controlado por una computadora por medio de su respectivo software "PG 01X18E1CE6" (véase figura 9).

Además, este módulo viene con una sonda de conexión para electrodos el cual está distribuido de la siguiente manera:

- Cable negro es el puente con la tierra del sistema, de manera que es conectado al electrodo de trabajo.
- Cable amarillo es el que presenta una alta impedancia de entrada, entonces debe ser conectado al electrodo de referencia.
- Cable rojo es el que presenta una baja impedancia, por lo tanto, debe ir conectado al contraelectrodo.

Figura 9. Equipo de trabajo



Módulo



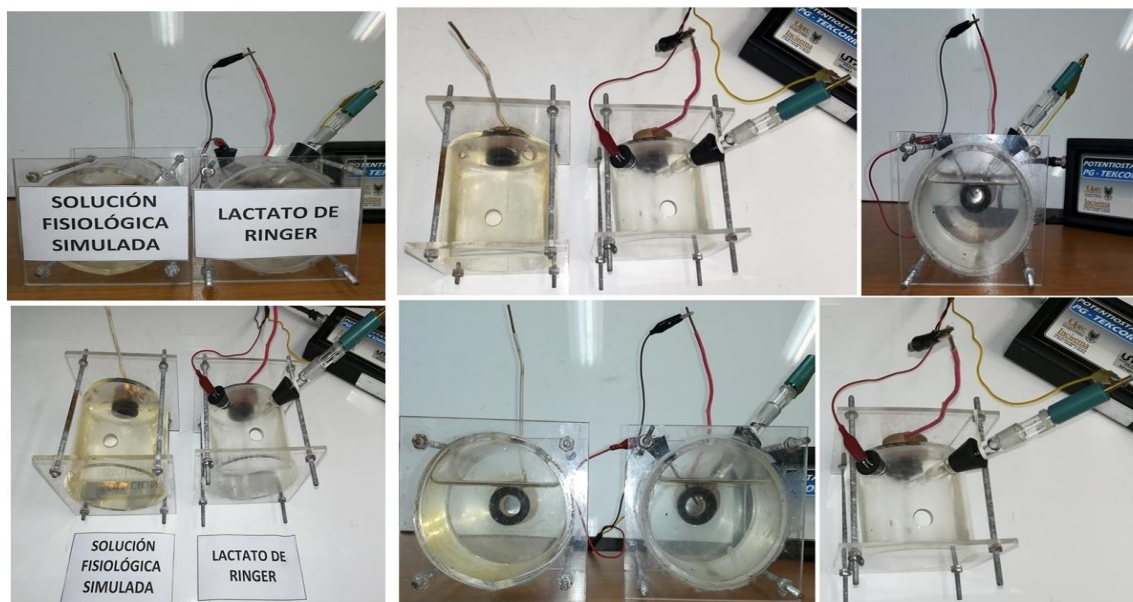
Sftoware

Fuente: Autores

2.3.6. Celda de trabajo.

Para la realización de los ensayos electroquímicos se utilizó un arreglo de tres electrodos (electrodo de trabajo, electrodo de referencia y contraelectrodo) dispuestos en dos crisoles de acrílico, en donde cada crisol contenía el electrolito de trabajo tal como se puede observar en la figura 10.

Figura 10. Celda de trabajo



Fuente: Autores

2.3.7. Ensayos electroquímicos.

Para determinar la velocidad de corrosión de los biomateriales Ti6Al4V Y 316L en cada agente corrosivo, se realizaron las pruebas electroquímicas usando el módulo POTENCIOSTATO - GALVANOSTATO PG-TEKCORR 4.2 USB para obtener las curvas de resistencia a la polarización lineal (RPL) y las curvas de extrapolación de las pendientes de Tafel. En la figura 11, se observa el montaje experimental utilizado para realizar los ensayos electroquímicos estos se desarrollaron a una temperatura de 24°C.

Figura 11. Montaje experimental



Fuente: Autor

Las cuatro muestras fueron ensayadas con tiempos de exposición de cero (0), ciento sesenta y ocho (168) y trecientos treinta y seis (336) horas; y se realizaron dos escaneos a diferente velocidad de barrido para cada muestra, un escaneo con una velocidad de 10mV/s y el otro escaneo con una velocidad de 1mV/s, esperando un lapso de 5 minutos para estabilizar el potencial de reposo. Los datos generales de las pruebas suministrados al programa computacional (véase Figura 12) para cada probeta de trabajo se puede apreciar en la tabla 3.

Figura 12. Datos suministrados al software PG 01X18E1CE6

Fuente: Autor

Tabla 3. Parámetros generales

NOMBRE DEL PARÁMETRO	VALORES			
	Primera muestra (1M)	Segunda muestra (2M)	Tercera muestra (3M)	Cuarta muestra (4M)
Material	316L	316L	Ti6Al4V	Ti6Al4V
Electrolito	SBF	Lactato de Ringer	SBF	Lactato de Ringer
Área	1,77 cm ²	1,77 cm ²	1,33 cm ²	1,33 cm ²
Peso Equivalente	2,25 g	2,25 g	1,41 g	1,41 g
Densidad	7,96 g/cm ³	7,96 g/cm ³	4,42 g/cm ³	4,42 g/cm ³
pH	7,25	7	7,25	7

A cada muestra se le designo un nombre para poder identificarla fácilmente; cada nombre constará de dos divisiones los cuales determinaran una secuencia lógica, las divisiones se componen de la siguiente manera: teniendo en cuenta el número de la muestra por lo que se asignaran dos dígitos alfanuméricos (desde el 1M al 4M) y los últimos tres dígitos numéricos corresponderán al tiempo de exposición de la muestra (véase tabla 4).

Tabla 4. Nomenclatura de las muestras

NOMBRE ASIGNADO	Primera muestra	Segunda muestra	Tercera muestra	Cuarta muestra	Periodo de exposición [Horas]		
	316L	316L	Ti6AL4V	Ti6AL4V	0	168	336
1M000	X				X		
1M168	X					X	
1M336	X						X
2M000		X			X		
2M168		X				X	
2M336		X					X
3M000			X		X		
3M168			X			X	
3M336			X				X
4M000				X	X		
4M168				X		X	
4M336				X			X

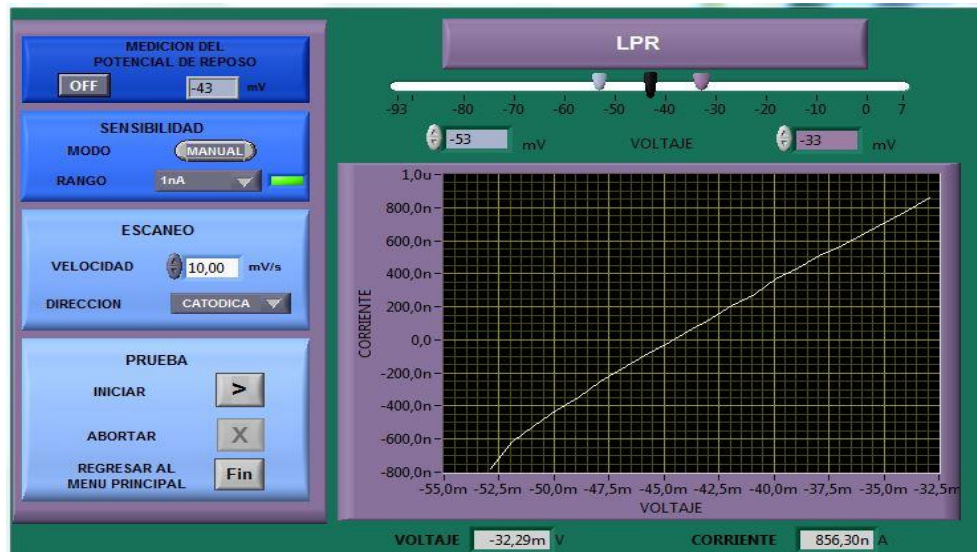
Fuente: Autor

2.3.7.1. Curvas de polarización lineal (RPL). Para obtener las curvas RPL, se seleccionó el electrodo Ag/AgCl (Normal) y se le suministró al programa “PG 01X18E1CE6” los datos de área, peso equivalente, densidad, los valores de pH, electrolito y tipo de material para cada espécimen de trabajo consignados en Tabla 3. Además, se seleccionó la sensibilidad de modo manual para evitar que se presentaran oscilaciones indeseables si el sistema electroquímico era inestable con un rango de 1nA y se eligió la dirección de escaneo en dirección

catódica. El barrido de potencial es de $\pm 10\text{mV}$, a partir del potencial de corrosión (ECORR), estos límites los selecciona automáticamente el software.

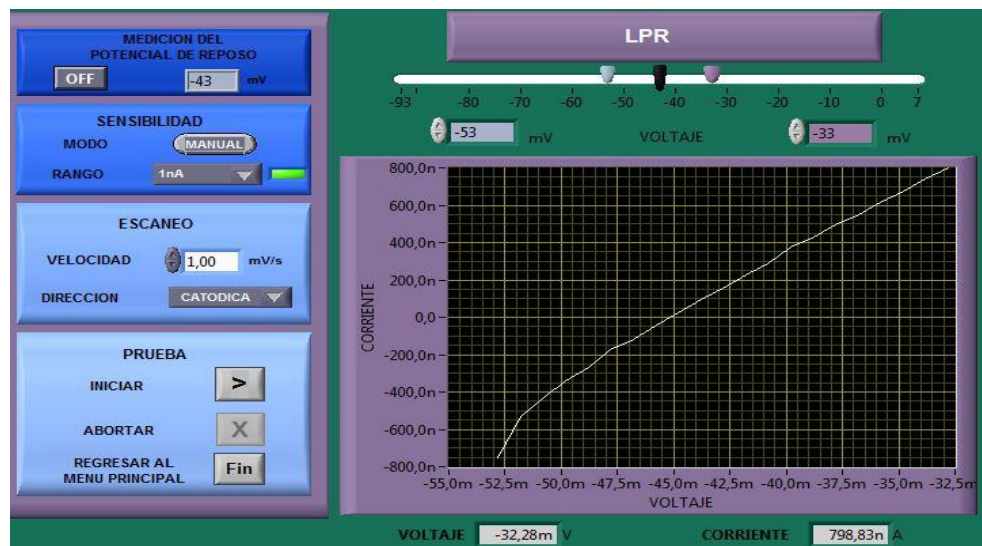
En la figura 13 y 14, se pueden observar las curvas RPL suministradas por el programa “PG 01X18E1CE6” para una de las muestras a la velocidad de 10mV/s y 1mV/s .

Figura 13. Curva RPL para velocidad de escaneo de 10mV/s .



Fuente: Autor

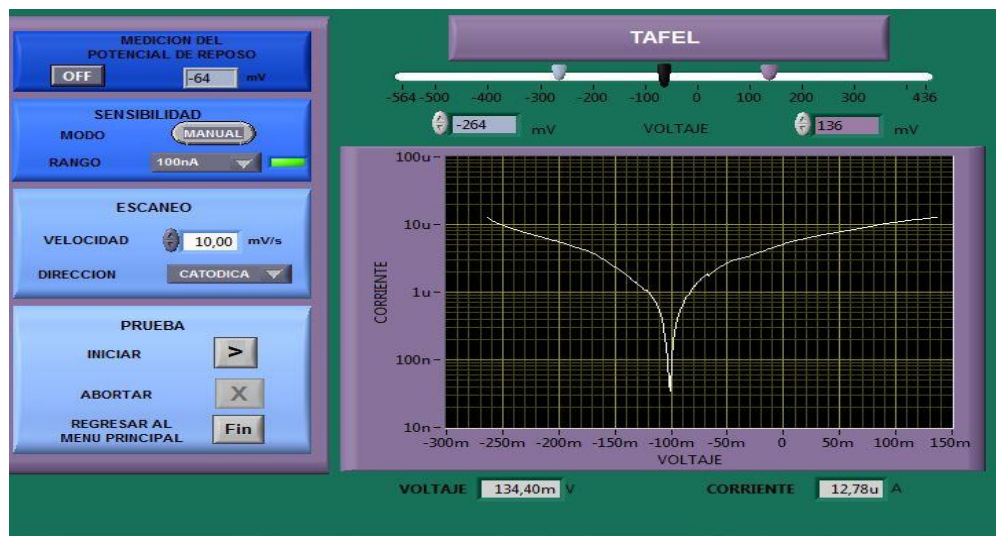
Figura 14. Curva RPL para velocidad de escaneo de 1mV/s .



Fuente: Autor

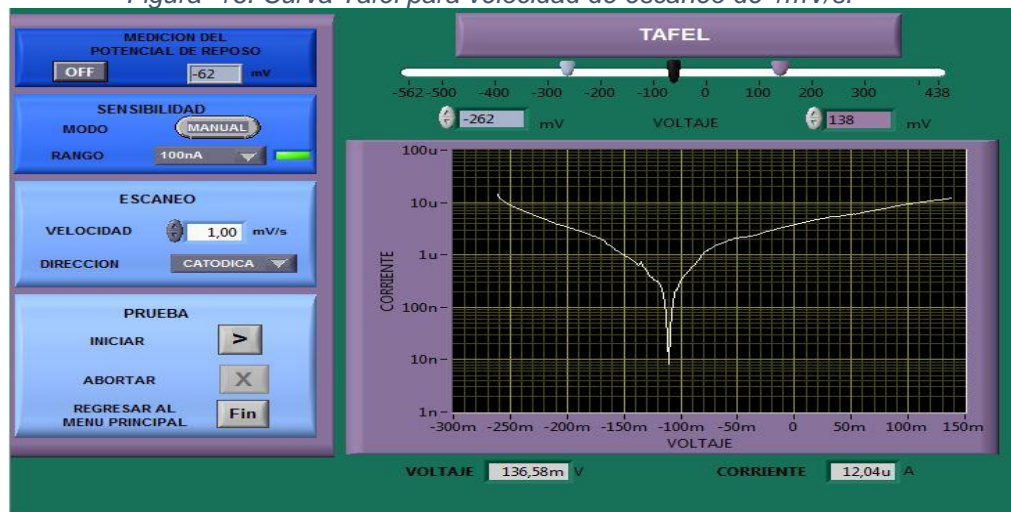
2.3.7.2. Curvas de extrapolación de Tafel: Para las curvas Tafel se trabajó también con el electrodo Ag/AgCl y se suministraron los datos de la tabla 3, al programa “PG 01X18E1CE6” según la muestra a ensayar. Se seleccionó la sensibilidad de modo manual con un rango de 100nA y la dirección de escaneo en dirección catódica. El barrido de potencial es de $\pm 200\text{mV}$, a partir del potencial de corrosión (ECORR), estos límites los selecciona automáticamente el software. En la figura 15 y 16, se pueden observar las curvas Tafel suministradas por el programa para una de las muestras a la velocidad de 10mV/s y 1mV/s.

Figura 15. Curva Tafel para velocidad de escaneo de 10mV/s.



Fuente: Autor

Figura 16. Curva Tafel para velocidad de escaneo de 1mV/s.



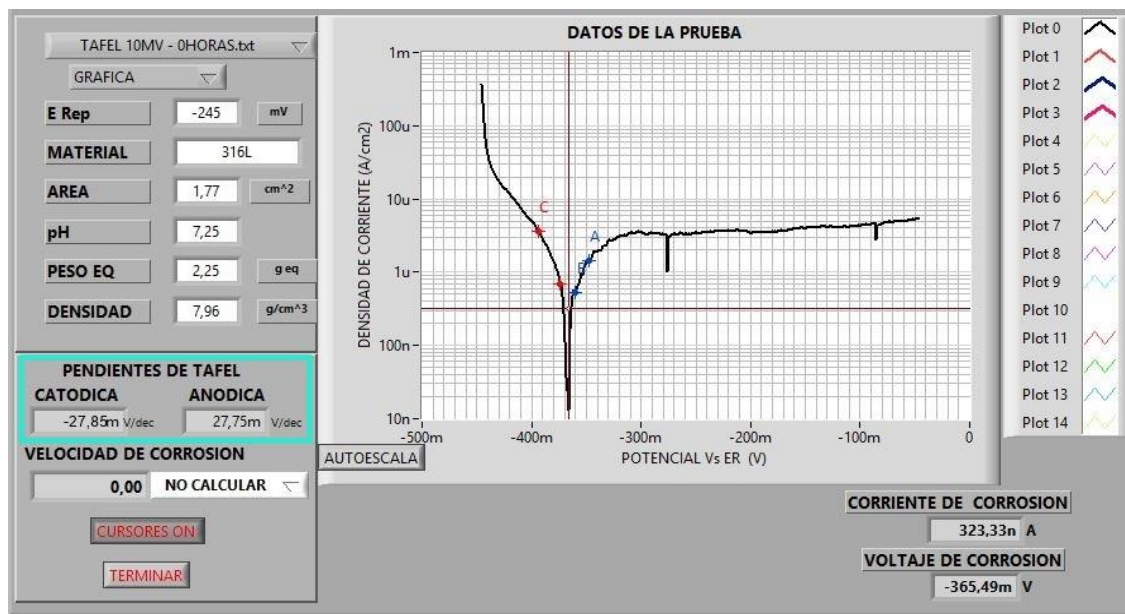
Fuente: Autor

2.4. OBTENCIÓN DE DATOS

Después de tener las curvas de polarización lineal y las curvas de extrapolación Tafel, el software “PG 01X18E1CE6” proporciona los datos de la resistencia a la polarización (RP), la corriente de corrosión (I_{corr}), la velocidad de corrosión (V_{corr}), la pendiente anódica (β_a) y la pendiente catódica (β_c) para cada muestra.

Primero, se deben obtener las pendientes anódica y catódica para ello se selecciona en el programa “ANALISIS TAFEL” y se adiciona la gráfica correspondiente para cada muestra con su tiempo de exposición y se ajusta el eje tal como se puede evidenciar en la figura 17.

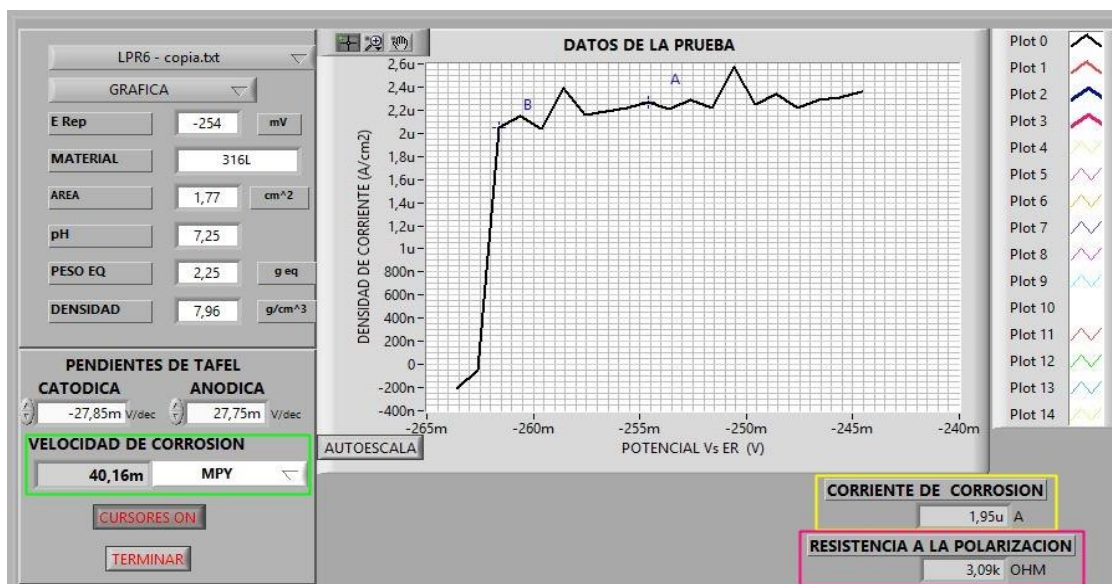
Figura 17. Pendientes de Tafel proporcionadas por el software



Fuente: Autor

Segundo, después de tener el valor de las pendientes de Tafel anódica y catódica se selecciona en el software “ANALISIS LPR” y se adiciona la gráfica de la curva de polarización lineal y se ingresan los valores de las pendientes según la prueba a analizar y se hallan los valores de la velocidad de corrosión (V_{corr}), la corriente de corrosión (I_{corr}) y la resistencia a la polarización (RP) tal como se puede evidenciar en la figura 18.

Figura 18. V_{corr} , I_{corr} y R_P proporcionadas por el software



Fuente: Autor

2.4.1. Verificación de los datos obtenidos.

Para validar los datos obtenidos de las curvas de la resistencia a la polarización lineal y de las pendientes de Tafel de las zonas catódica y anódica se halló el porcentaje de error de la densidad de corriente y la velocidad de corrosión, para ello, se utilizó la ecuación de Stern-Geary, norma ASTM G3-89 y se calculó la densidad de corriente de corrosión (I_{corr}).

$$I_{corr} = \frac{\beta}{R_P} \quad \text{Ecuación (1)}$$

En donde, el coeficiente de Stern-Geary (β) está relacionado con las pendientes de Tafel anódica (β_a) y catódica (β_c).

$$\beta = \frac{(\beta_a \beta_c)}{2.303(\beta_a + \beta_c)} \quad \text{Ecuación (2)}$$

La velocidad de corrosión (V_{corr}), puede determinarse en función de la densidad de corriente de corrosión (I_{corr}), del peso equivalente (PE) y de la densidad del material (ρ) de acuerdo con la norma ASTM G102-89.

$$V_{corr} = k \left[\frac{I_{corr} \cdot PE}{\rho} \right] \quad \text{Ecuación (3)}$$

En donde, el valor de la constante de proporcionalidad (K) es de 0,1288 para obtener la velocidad de corrosión en Milipulgadas por año (mpy). Las unidades de cada parámetro se pueden observar en la tabla 5.

Tabla 5. Unidades de los parámetros.

Velocidad de corrosión (V_{corr})	Corriente de corrosión (I_{corr})	Densidad (ρ)	Peso equivalente (PE)	constante (K)
<i>mpy</i>	$\frac{\mu A}{cm^2}$	$\frac{g}{cm^3}$	<i>g</i>	$\frac{mpy \cdot g}{\mu A \cdot cm}$

Después, de realizar los cálculos correspondientes para hallar los valores teóricos de los parámetros aplicando las ecuaciones 1,2 y 3; se calcula el porcentaje de error teniendo en cuenta la siguiente ecuación:

$$\%Error = \frac{|Valorteorico - Valorexperimental|}{Valorteorico} \times 100\% \quad \text{Ecuación (4)}$$

3. ANÁLISIS DE RESULTADOS

3.1. ANÁLISIS QUÍMICO

La tabla 6 y 7, presentan los resultados del análisis químico realizado a los especímenes ensayados mediante la técnica de absorción atómica. Este análisis permitió determinar el porcentaje en peso de los elementos. A partir de este análisis químico se pudo corroborar que los materiales a estudiar corresponden a una aleación designada como Ti6Al4V y un acero inoxidable del tipo 316L, los cuales pueden ser utilizados como biomateriales, siguiendo la especificación del porcentaje en peso de los elementos, descrita en la norma ASTM F-136 para el Ti6Al4V y la norma ASTM A-240 para el AISI SAE 316L.

Tabla 6. Análisis químico de la aleación

Ti6Al4V

Elemento Químico	% En Peso
Titanio (Ti)	89,59
Aluminio (Al)	6.00
Vanadio (V)	4.00
Hierro (Fe)	0.40
Carbono (C)	0.01

Tabla 7. Análisis químico del Acero Inoxidable

316L

Elemento Químico	% En Peso
Hierro (Fe)	64,645
Cromo (Cr)	16.5
Níquel (Ni)	14
Molibdeno (Mo)	2.5
Manganeso (Mn)	2.0
Silicio (Si)	0.75
Fósforo (P)	0.04
Carbono (C)	0.035
Azufre (S)	0.03

3.2. ENSAYOS ELECTROQUÍMICOS

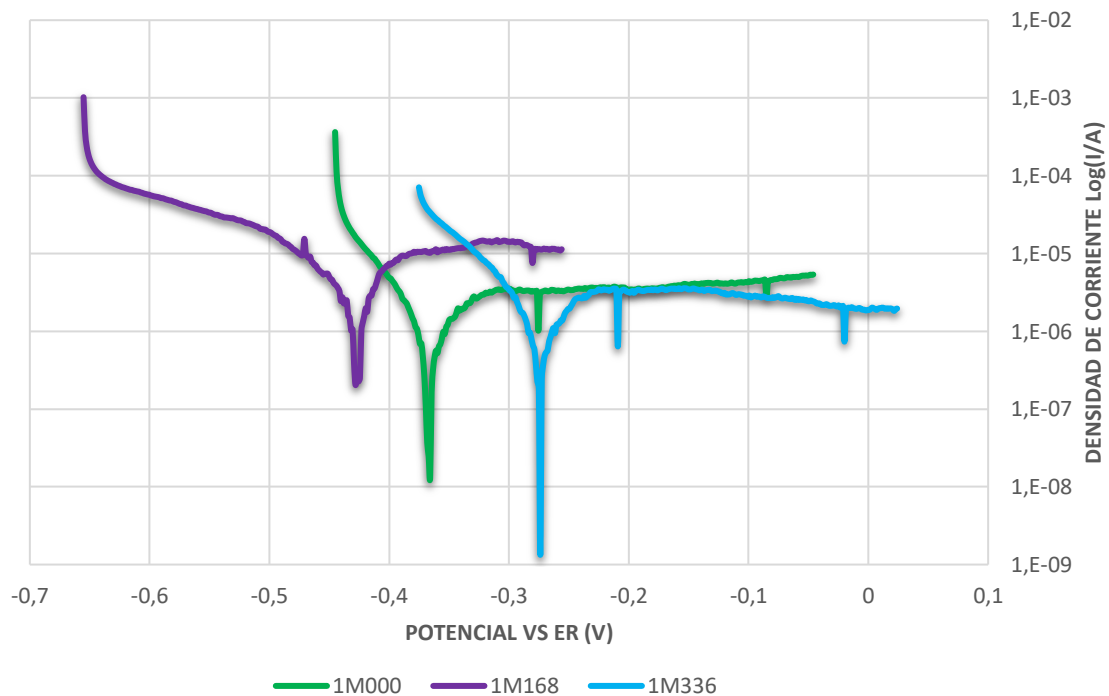
A continuación, se presentan los resultados obtenidos a partir de las pruebas realizadas para determinar la resistencia a la corrosión de los biomateriales Ti6Al4V y 316L.

3.2.1. Curvas de extrapolación de Tafel.

Las figuras 19 y 20, corresponden a las curvas de la muestra de acero inoxidable del tipo 316L expuestas a los electrolitos de trabajo durante 0,168 y 336 horas. Se observa que el potencial de corrosión para la primera muestra a medida que aumenta el tiempo de inmersión en la solución fisiológica simulada (SBF) varia desplazándose a valores más negativos y luego se desplaza a valores menores negativos; y para la segunda muestra varia desplazándose a valores más negativos a medida que aumenta el tiempo de exposición en el lactato de Ringer.

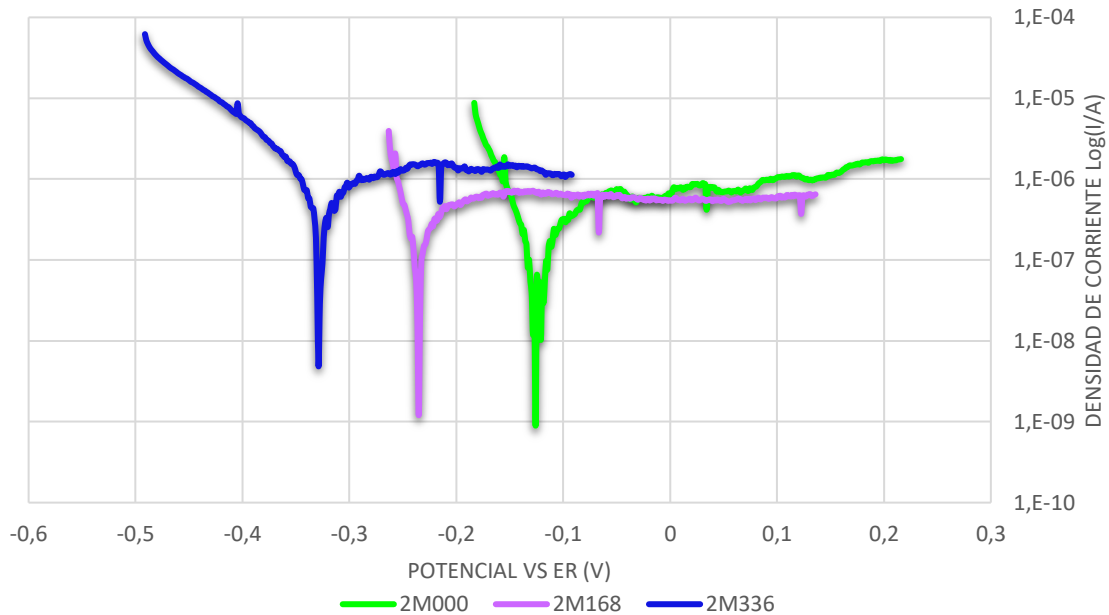
También, se aprecia que las curvas 1M000, 1M168, 2M168 y 2M336 presentan una zona activa hasta un potencial de aproximadamente -0,2V, -0,35V, -0,15V, -0,25V respectivamente; a partir de este valor la curva presenta un valor de densidad de corriente relativamente constante; pero para las curvas Tafel 1M336 y 2M000 el valor de la densidad de corriente varia independientemente del incremento de potencial.

Figura 19. Curvas de extrapolación de Tafel para la primera muestra.



Fuente: Autor

Figura 20. Curvas de extrapolación de Tafel para la segunda muestra.



Fuente: Autor

En la figura 21 y 22, se observan las curvas obtenidas por el método de resistencia a la polarización lineal para el acero inoxidable 316L.

Figura 21. Curvas de polarización para la primera muestra



Fuente: Autor

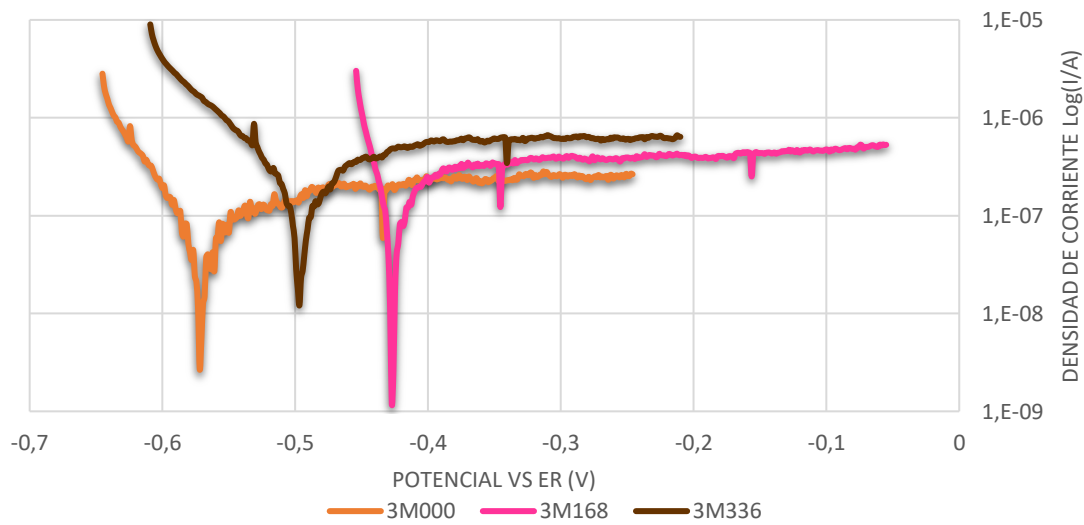
Figura 22. Curvas de polarización para la segunda muestra.



Fuente: Autor

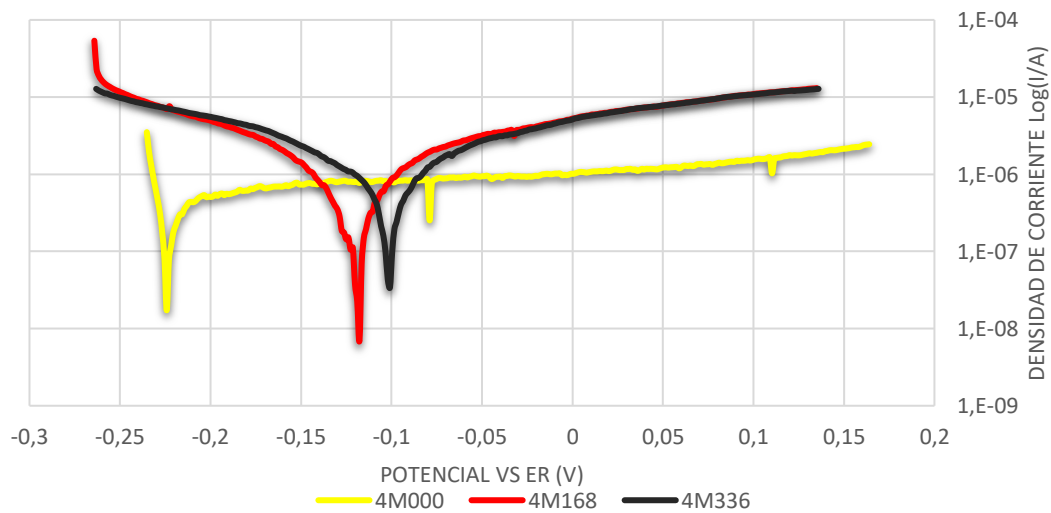
Las curvas de la muestra de la aleación de titanio Ti6Al4V expuestas a los electrolitos de trabajo durante 0,168 y 336 horas se pueden apreciar en las figuras 23 y 24 el potencial de corrosión para la tercera muestra a medida que aumenta el tiempo de inmersión en la solución fisiológica simulada varia desplazándose a valores menores negativos y luego se desplaza a valores más negativos; y para la cuarta muestra varia desplazándose a valores menores negativos a medida que aumenta el tiempo de exposición en el lactato de Ringer.

Figura 23. Curvas de extrapolación de Tafel para la tercera muestra.



Fuente: Autor

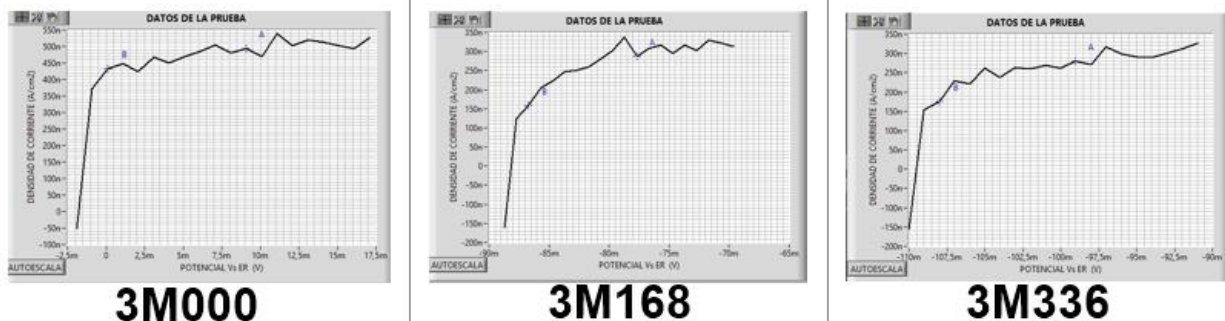
Figura 24. Curvas de extrapolación de Tafel para la cuarta muestra.



Fuente: Autor

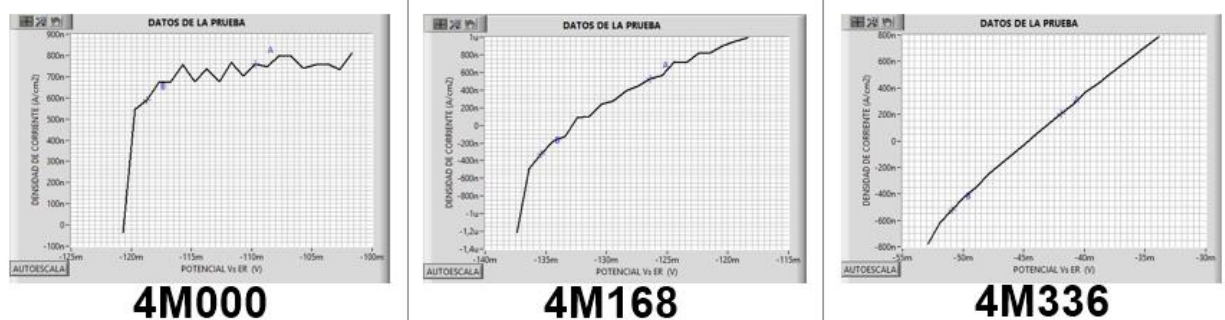
Las curvas obtenidas por el método de resistencia a la polarización lineal para la aleación de titanio Ti6Al4V se aprecian en las figuras 25 y 26.

Figura 25. Curvas de polarización para la tercera muestra.



Fuente: Autor

Figura 26. Curvas de polarización para la cuarta muestra.



Fuente: Autor

3.2.2. Datos obtenidos experimentalmente.

En la tabla 8, se encuentran consignados los valores extraídos de las curvas para el acero inoxidable 316L. Entonces, se puede evidenciar que el valor de la velocidad de corrosión para el tiempo de inmersión de 0 horas fue mayor para la solución fisiológica simulada (SBF), en cambio, fue menor el valor para el suero fisiológico.

Además, a medida que incrementa el tiempo de inmersión para la primera muestra en el SBF el valor de la resistencia a la polarización (RP) aumenta y la densidad de corriente (I_{corr}) disminuye; como la velocidad de corrosión (V_{corr}) está en función de la densidad de corriente de manera que, V_{corr} disminuye, esto se puede apreciar más claramente en la figura 27.

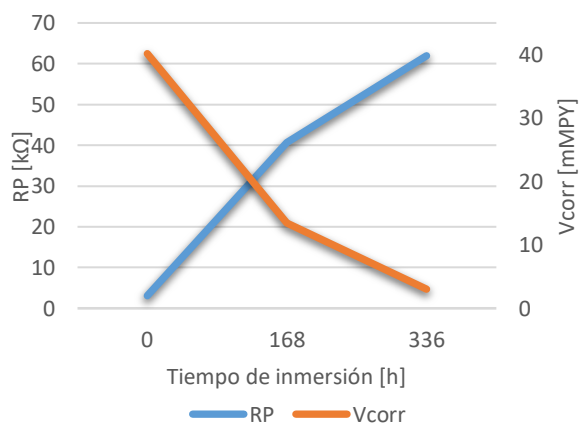
En cambio, para la segunda muestra a medida que incrementa el tiempo de exposición en el lactato de Ringer el valor de la densidad de corriente (I_{corr}) crece, por lo tanto, también aumenta la velocidad de corrosión (V_{corr}) y se presentó una disminución en el valor de la resistencia a la polarización (R_p) durante las 0 horas y 168 horas, en la figura 28 se puede observar mejor lo mencionado anteriormente.

Tabla 8. Resultados aplicando el método de resistencia a la polarización lineal para el acero inoxidable 316L.

	β_a [mV/dec]	β_c [mV/dec]	R_p [k Ω]	I_{corr} [μA]	I_{corr} [$\mu A/cm^2$]	V_{corr} [MPY]
1M000	27,75	-27,85	3,09	1,95	1,101694915	40,16 x10-3
1M168	122,44	-122,87	40,72	654,32 x10-3	0,369672316	13,46 x10-3
1M336	43,43	-43,59	61,95	146,79 x10-3	0,082932203	3,02 x10-3
2M000	25,45	-25,54	63,64	87,42 x10-3	0,049389831	1,80 x10-3
2M168	18,68	-18,75	39,77	96,68 x10-3	0,056988701	1,99 x10-3
2M336	65,18	-65,41	109,38	129,44 x10-3	0,073129944	2,66 x10-3

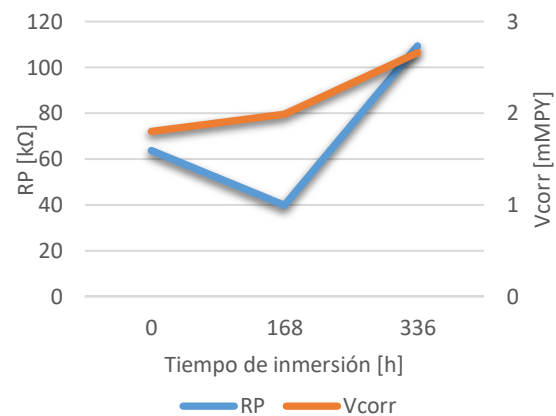
Fuente: Autor

Figura 27. Comportamiento de la resistencia a la polarización y la velocidad de corrosión para la primera muestra



Fuente: Autor

Figura 28. Comportamiento de la resistencia a la polarización y la velocidad de corrosión para la segunda muestra.



Fuente: Autor

Los datos para la aleación Ti6Al4V extraídos de las curvas se encuentran consignados en la tabla 9, el valor de la velocidad de corrosión (V_{corr}) se comportó de modo similar en las soluciones de trabajo, es decir, va aumentando con el tiempo de inmersión, pero

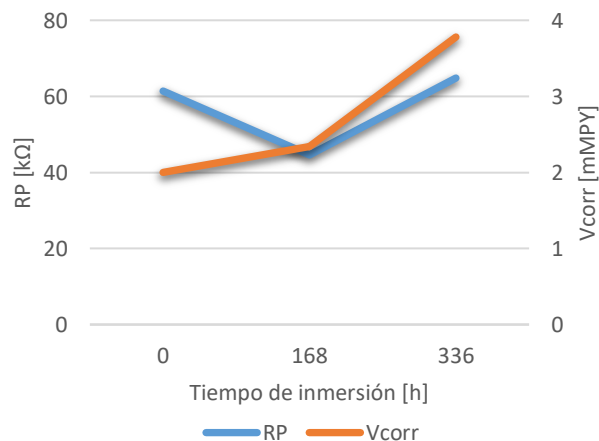
el valor de la resistencia a la polarización para las 168 horas disminuyó y luego aumento, esto se puede apreciar mejor en la figura 29 y 30.

Tabla 9. Resultados aplicando el método resistencia a la polarización lineal para la aleación de titanio Ti6Al4V.

	β_a [mV/dec]	β_c [mV/dec]	RP [k Ω]	Icorr [μ A]	Icorr [μ A/cm ²]	Vcorr [MPY]
3M000	18,47	-18,52	61,4	64,38 x10 ⁻³	0,048706767	2,00 x10 ⁻³
3M168	15,56	-15,60	44,59	75,87 x10 ⁻³	0,057045113	2,34 x10 ⁻³
3M336	38,78	-38,89	64,81	12,20 x10 ⁻³	0,097804511	3,78 x10 ⁻³
4M000	6,92	-6,94	53,85	25,75 x10 ⁻³	0,019360902	0,80 x10 ⁻³
4M168	78,18	-78,39	9,04	1,87	1,413533835	57,60 x10 ⁻³
4M336	140,24	-140,61	11,83	2,59	1,939849624	79,99 x10 ⁻³

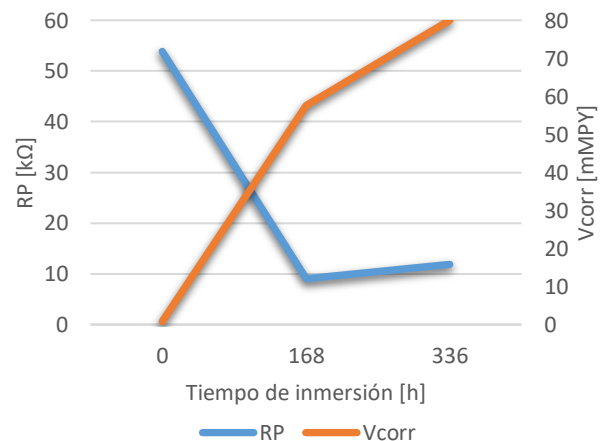
Fuente: Autor

Figura 29. Comportamiento de la resistencia a la polarización y la velocidad de corrosión para la tercera muestra.



Fuente: Autor

Figura 30. Comportamiento de la resistencia a la polarización y la velocidad de corrosión para la cuarta muestra.



Fuente: Autor

En la tabla 10, se encuentran consignados los valores teóricos obtenidos por medio de las ecuaciones 1,2,3 y 4 se evidencian porcentajes de error con valores muy pequeños, pero esto es debido a las corrientes parasitas las cuales provinieron de una fuente externa

que no se pudo eliminar; por lo tanto, se puede decir que los valores obtenidos experimentalmente son confiables para los biomateriales analizados.

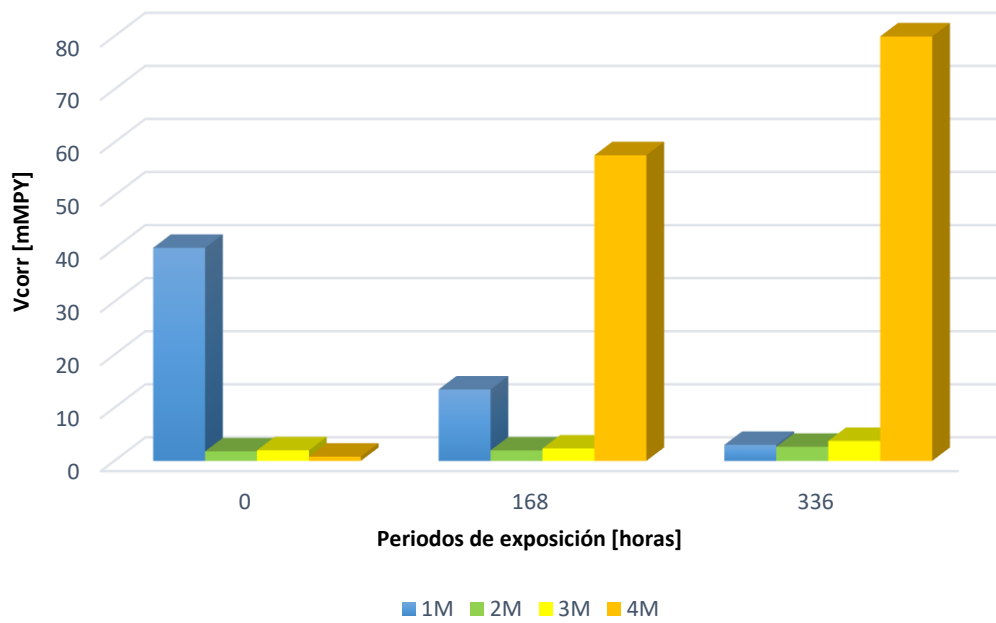
Tabla 10. % Error de la velocidad de corrosión y la densidad de corriente.

Nombre	β	Icorr experimental [μA]	Icorr teórico [μA]	%Error Icorr	Vcorr experimental [mMPY]	Vcorr teórico [mMPY]	%Error Vcorr
1M000	3404,639	1,95	1,95023	0,01%	40,16	40,11	0,11%
1M168	15052,192	0,65432	0,65428	0,01%	13,46	13,46	0,02%
1M336	5137,629	0,14679	0,14679	0,00%	3,02	3,02	0,02%
2M000	3135,972	0,08742	0,08722	0,23%	1,8	1,79	0,33%
2M168	2172,632	0,09668	0,09669	0,02%	1,99	1,99	0,05%
2M336	8048,904	0,12944	0,13025	0,62%	2,66	2,68	0,71%
3M000	2970,598	0,06478	0,06435	0,05%	2	1,99	0,61%
3M168	2546,120	0,07587	0,07594	0,10%	2,34	2,35	0,26%
3M336	5953,319	0,0122	0,12217	0,14%	3,78	3,77	0,15%
4M000	1042,657	0,02575	0,02575	0,01%	0,8	0,80	0,56%
4M168	12671,940	1,87	1,86435	0,30%	57,6	57,60	0,01%
4M336	23141,550	2,59	2,60171	0,45%	79,99	80,37	0,48%

Fuente: Autor

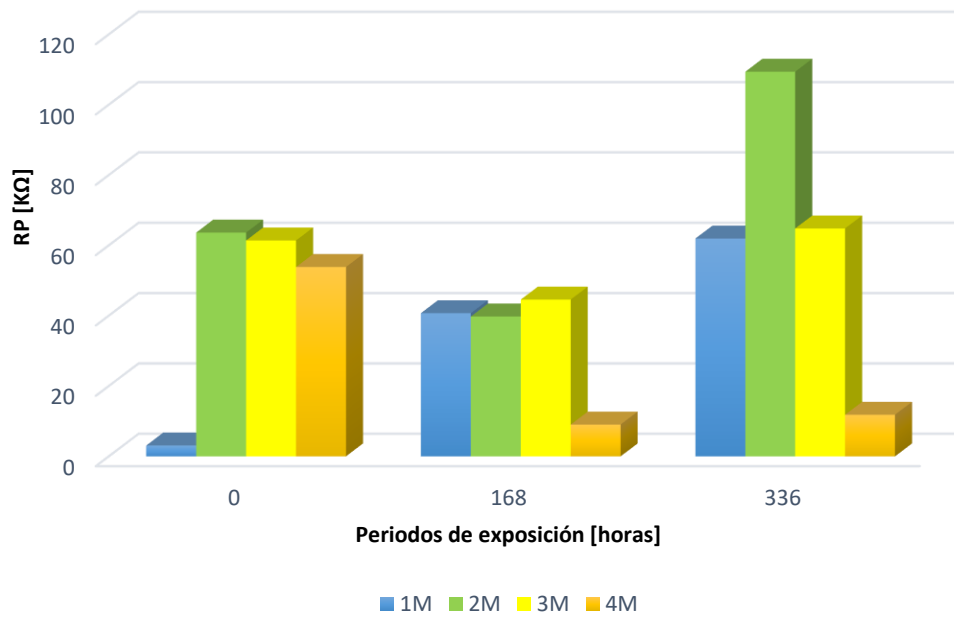
En la figura 31, se visualiza que el valor de la velocidad de corrosión es mayor para muestra 4 (aleación de titanio Ti6Al4V en contacto con el electrolito lactato de Ringer); en cambio, es menor para la muestra 2 (acero inoxidable 316L expuesta en lactato de Ringer), según esto podemos decir, si el plasma sanguíneo de la persona fuera como el del lactato de Ringer el biomaterial más adecuado para ser utilizado para reemplazar y/o restaurar tejidos 316L porque es más resistente a la corrosión esto se puede evidenciar mejor en la figura 32.

Figura 31. Comparación de velocidades de corrosión a diferentes periodos de exposición para las muestras de trabajo.



Fuente: Autor

Figura 32. Comparación de resistencia a la corrosión a diferentes periodos de exposición para las muestras de trabajo.



Fuente: Autor

4. CONCLUSIONES

- Se estudio el comportamiento electroquímico de los biomateriales: acero inoxidable del tipo 316L y Ti6Al4V al exponerse en Lactato de Ringer (suero fisiológico) y en una solución fisiológica simulada (SBF) mediante la técnica resistencia a la polarización lineal (RPL). A partir de los ensayos electroquímicos efectuados no se infiere una contribución específica de alguno de los componentes principales de la aleación en su comportamiento frente a la corrosión.
- Las técnicas electroquímicas de polarización estudiadas permiten inferir la tendencia corrosiva de los biomateriales donde el acero inoxidable 316L presento mayor resistencia a la corrosión en cualquiera de los dos medios examinados.
- La aleación de titanio Ti6Al4V a medida que aumenta el tiempo de exposición en el lactato de Ringer (suero fisiológico) evidencio mayor velocidad de corrosión.
- La evaluación electroquímica de los biomateriales que se utilicen como prótesis, es indispensable que se realice antes de proceder a su aplicación, esto debido a los fuertes inconvenientes que se pueden presentar por corrosión localizada o generalizada, debido esto a problemas de pasivación.

5. RECOMENDACIONES

- Se propone complementar la investigación realizando la caracterización de los productos formados y evaluación del daño generado durante los ensayos electroquímicos.
- Estudiar el comportamiento del acero inoxidable del tipo 316L y la aleación de titanio Ti6Al4V utilizando la técnica de ruido electroquímico para el monitoreo de la corrosión.
- Analizar el comportamiento a la corrosión de la aleación Ti6Al4V y el acero inoxidable 316L a temperaturas que simulen las condiciones corporales, mediante técnicas de espectroscopia de impedancia electroquímica para determinar el comportamiento de las interfaces electrolito y electrodo.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1]. J.W. BORETOS Y M. EDEN, Contemporary Biomaterials -Materials and Host Response, Clinical Applications, New Technology and Legal Aspects. Noyes Publ., Park Ridge, NJ, 1984.
- [2]. D. WILIAMS (ed.), Concise Encyclopedia of Medical and Dental Materials. 1st.ed. Pergamon Press, Oxford, UK, 1990.
- [3]. K.M. WITKIN, Clinical Evaluation of Medical Devices, Chapman & Hall, United Kingdom, 1997.
- [4]. M.A. BARBOSA Y A. CAMPILHO (eds.), Imaging Techniches in Biomaterial. North Holland Elsevier Science B.V., 1994.
- [5]. J. BLACK, G. HASTINGS, Handbook of Biomaterial Properties, Chapman & Hall, United Kingdom, 1997.
- [6]. ASTM designation G-102. Calculation of Corrosion Rates and Related Information from Electrochemical Measurements. 1999.
- [7]. ASTM designation G – 59. Standard Test Method for conducting Potentiodynamic Polarization Resistance measurements. 1997
- [8]. Cuevas, C., y Porcayo, J. 2001. Study of Hot Corrosion of Alloys 800 using Linear Polarization Resistance and Weight Loss Measuerement. Materials Science and Technology. 25. 880 – 885
- [9]. Mohammad, M. 2008. Electrochemical Studies on the Corrosion Behavior of corbon steel in presence of Cu and Ni. Portugalie Electrochemical Acta. 26. 449 – 457.

- [10]. ASTM designation G – 3. Standard Practice for conventions applicable to Electrochemical Measurements in Corrosion Testing. 1997.
- [11]. Zeng, C., y Zhang, T. 2004. Electrochemical Impedance Study of Corrosion of B 1900 alloys in the presence of a solid Na_2SO_4 and liquid 25wt%NaCl – 75wt% Na_2SO_4 flim at 800°C in air. *Electrochemical Acta*. 49. 149 – 153
- [12]. Zeng, C., Wang, W., y Wu, W. 2001. Electrochemical Impedance Models for Motel Salts Corrosion. *Corrosion Science*. 43. 787 – 801
- [13]. Tristancho, J., Vásquez, C., y Peña, D. 2007. Estudio de la Corrosión en Caliente de la Aleación AISI – SAE 304H, mediante la Técnica de Espectroscopia de Impedancia Electroquímica (EIS). *DYNA*. 153. 119 – 124.
- [14]. Peña, D., Anaya, H., y Tristancho, J. 2007. Evaluación de la Corrosión en caliente por Métodos Electroquímicos de un acero AISI 304H en presencia del Óxido de Níquel como Inhibidor. *Scientia et technica*. 36. 129 – 134.
- [15]. Baez, S., Tristancho, J., Peña, D., Vasquez, C., Anaya, H. 2004. La Espectroscopia de Impedancia Electroquímica (EIS) aplicada al estudio del mecanismo de corrosión en caliente por sales fundidas. *DYNA*. 144. 39 – 47.
- [16]. Uruchurtu, J., y Malo, J. 1997. Electrochemical Noise as a Powerful Electrochemical Technique for Corrosion Studies. *Research Trends. Trends Research in Corrosion Research*. 2. 49 – 60
- [17]. Cottis, R., y Turgoose, S. 1999. Electrochemmical impedance and Noise, *Corrosion Testing made easy series*. B. Syrett (Eds.). NACE.
- [18]. Cottis, R. 2001. Intrepretation of Electrochemical Noise Data. *Corrosion*. 67. 265 – 279.
- [19]. Tristancho, J. 2004. M.Sc. Tesís. Universidad Industrial de Santander – UIS.

- [20]. ASTM designation G-102. Standard Practice for Calculation of Corrosion Rates and Related Information from Electrochemical Measurements. 1994.